

RADIATION IMAGING APPARATUS AND RADIATION IMAGING SYSTEM USING THE SAME

Publication number: JP2002350551 (A)

Publication date: 2002-12-04

Inventor(s): KOBAYASHI ISAO +

Applicant(s): CANON KK +

Classification:

- international: G01T1/24; H01L27/14; H01L27/146; H01L31/09; H04N5/32; H04N5/335; G01T1/00; H01L27/14; H01L27/146; H01L31/08; H04N5/32; H04N5/335; (IPC1-7): G01T1/24; H01L27/14; H01L27/146; H01L31/09; H04N5/32; H04N5/335

- European:

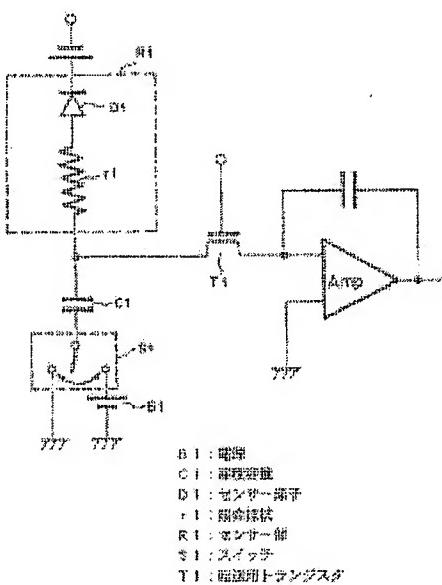
Application number: JP20010157270 20010525

Priority number(s): JP20010157270 20010525

Abstract of JP 2002350551 (A)

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a radiation imaging apparatus for achieving the shooting of a still image requiring a large dynamic range, and the shooting of a dynamic image requiring an extremely high S/N ratio using the same apparatus.

SOLUTION: An MIS type accumulation capacitor C1 is connected to a switch S1 so that it can be connected to the positive potential side of a power supply B1 or GND potential. By switching the switch S1, use can be made in both accumulation and depletion states. In the case of a large accumulation capacity, the accumulation capacitor C1 is used in the accumulation state to increase accumulation capacity for accumulating signal charges being generated by the sensor element in the X-ray image pickup apparatus. The accumulation capacity can be reduced by using the accumulation capacitor C1 in the depletion state to reduce the accumulation capacity.



Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2002-350551
(P2002-350551A)

(43)公開日 平成14年12月4日 (2002.12.4)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ト [*] (参考)
G 0 1 T 1/24		G 0 1 T 1/24	2 G 0 8 8
H 0 1 L 27/14		H 0 4 N 5/32	4 M 1 1 8
27/146		5/335	E 5 C 0 2 4
31/09			U 5 F 0 8 8
H 0 4 N 5/32		H 0 1 L 31/00	A
	審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 10 頁)		最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001-157270(P2001-157270)

(71)出願人 000001007
キヤノン株式会社
東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(72)発明者 小林 功
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ
ノン株式会社内
(74)代理人 100065385
弁理士 山下 穣平

(22)出願日 平成13年5月25日 (2001.5.25)

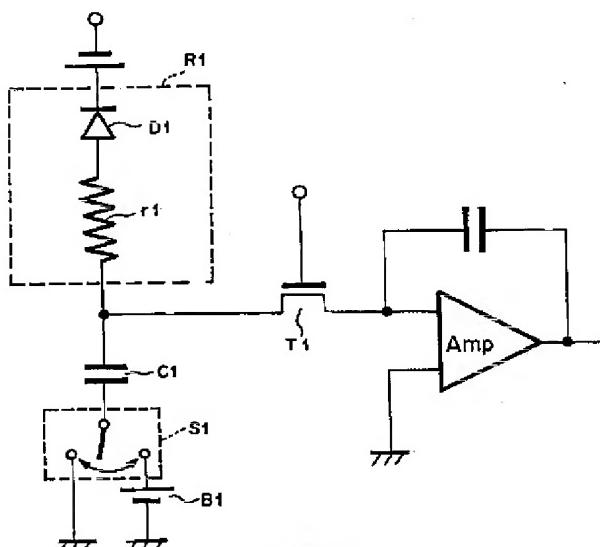
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 放射線撮像装置及びそれを用いた放射線撮像システム

(57)【要約】

【課題】 大きなダイナミックレンジを必要とする静止画像撮影と、非常に高S/Nを必要とする動画像撮影を同じ装置で実現する放射線撮像装置を提供する。

【解決手段】 MIS型の蓄積容量C1が、電源B1の正電位側、またはGND電位に接続できるようにスイッチS1と接続されている。スイッチS1を切り替えることによりアキュムレーション(蓄積)状態とデプレッション(空乏)状態の両方で使うことが可能となる。蓄積容量を大きくしたい場合は、蓄積容量C1をアキュムレーション(蓄積)状態で使用することにより、X線撮像装置のセンサー素子によって発生した信号電荷を蓄積する蓄積容量を大きくすることが可能となる。蓄積容量を小さくしたい場合は、蓄積容量C1をデプレッション(空乏)状態で使用することにより、蓄積容量を小さくすることも可能となる。



B1:電源
C1:蓄積容量
D1:センサ-素子
r1:接合抵抗
R1:センサ-部
S1:スイッチ
T1:転送用トランジスタ

【特許請求の範囲】

【請求項1】 放射線を電荷に変換する変換体と、変換された電荷を蓄積する電荷蓄積素子と、蓄積された電荷を転送する転送素子とを備え、転送された電荷を画像信号として読み取る放射線撮像装置において、前記電荷蓄積素子がMIS型のコンデンサであり且つ、該MIS型のコンデンサがアキュミュレイション（蓄積）状態となる電位に設定するスイッチ手段を有することを特徴とする接続して使用されることを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項2】 前記電荷蓄積素子がアキュミュレイション（蓄積）状態で撮影を行なうことを特徴とする請求項1記載の放射線撮像装置。

【請求項3】 前記スイッチ手段が複数の前記電荷蓄積素子に接続されていることを特徴とする請求項1に記載の放射線撮像装置。

【請求項4】 前記変換体は、シリコンまたはガリウム砒素を材料としていることを特徴とする請求項1または2記載の放射線撮像装置。

【請求項5】 前記電荷蓄積素子の真性半導体層はアモルファスシリコンであることを特徴とする請求項1ないし4のいずれか1項記載の放射線撮像装置。

【請求項6】 前記転送素子は、薄膜トランジスタ（TFT）であり、且つ、真性半導体層はアモルファスシリコンであることを特徴とする請求項1ないし5のいずれか1項記載の放射線撮像装置。

【請求項7】 前記電荷蓄積素子と前記転送素子は、同一の膜構成であり、同一のプロセスにより形成されることを特徴とする請求項6記載の放射線撮像装置。

【請求項8】 前記変換体が複数個マトリックス状に配置されていることを特徴とする請求項1ないし7のいずれか1項記載の放射線撮像装置。

【請求項9】 少なくとも動画を撮影するための第1のモードと、静止画を撮影するための第2のモードを有し、前記第1のモードでは前記電荷蓄積素子をデプレッション（空乏）状態とし、前記第2のモードでは前記電荷蓄積素子をアキュミュレイション（蓄積）状態とすることを特徴とする請求項1記載の放射線検出装置。

【請求項10】 被験者または被験物に放射線を照射するための放射線源と、

請求項1ないし9のいずれか1項記載の放射線撮像装置と、

読み取った信号をディジタル変換して画像処理する画像処理手段と、

処理された画像を表示する表示手段とを備えることを特徴とする放射線撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、医療用の診断や工業用の非破壊検査に用いて好適な放射線撮像装置に関する

もの。なお、本明細書では、X線、 γ 線などの電磁波や α 線、 β 線も放射線に含めるものとして説明する。

【0002】

【従来の技術】 近年、医療器のX線レントゲン分野において、患者を透過したX線をフィルムに露光するフィルム撮影方式から、患者を透過したX線を電気信号（電荷）に変換してデジタル画像処理する画像処理方式へと急速に変わりつつある。デジタル画像では、X線画像の画像処理が可能となるため診断精度を向上させることができる。また、現像の必要性がないため、撮影間隔を短くでき、集団検診等で効率よく撮影をすることができる。

【0003】 このような分野で求められることは、検出感度の向上と信号の低ノイズ化である。特に検出感度を向上させると、撮影時のX線曝露量を低減でき、人体への影響を少なくできることから、高感度のX線検出装置の開発に期待がかかっている。

【0004】 デジタル画像処理に用いるX線撮像装置には大きく分けて図11及び図12に示した2種類がある。一つは、図11に示す、患者506を通じた情報を担ったX線501を蛍光体502で光503に変換し、その光をフォトダイオードなどの半導体光センサー504を用いて電気信号に変換する方法である。もう一つは、図12に示す、X線を吸収し光電効果によりX線信号を電気信号に変換する光電吸収材料507を用いる方法である。この材料にはアモルファスーセレン(α -Se)などの非結晶材料やGaAsやシリコンといった結晶材料が用いられる。共に電気信号を転送する部分は、半導体（シリコンまたはアモルファスシリコン）で作られた、薄膜トランジスタやMOSトランジスタなどのスイッチング素子と電気信号を蓄積するための蓄積用コンデンサを2次元マトリックス状に配置した電気回路基板505または508を用いる。前者を間接型、後者を直接型と呼ぶ。

【0005】 これらデジタル画像処理に用いるX線撮像装置は、医療の分野だけでなく測定機器への応用も考えられつつある。例えば、結晶解析に用いられているX線回折装置に用いれば、結晶成長の過程をリアルタイムで測定できるようになる。

【0006】 また、X線検出器を高感度化するために必要な要素に次のようなものがある。

(ア) X線吸収材料の吸収効率

(イ) X線吸収部の体積

(ウ) 発生したキャリアの転送効率

(エ) 寄生容量

そこで、化合物半導体などの単結晶半導体材料が注目されている。単結晶の化合物半導体は、直接X線を吸収して電荷を生成できることから、蛍光体等でX線を光に変換してから光電変換する構成に比べて、検出したX線の利用効率が高い。

【0007】しかしながら、現在行われているレントゲンフィルム撮影のX線量のダイナミックレンジは約5桁あると言われており、レントゲンフィルムと同等の画質を得るためにには、被曝X線量に対するダイナミックレンジを大きくしなければならない。

【0008】そのためには、X線検出装置のセンサー素子によって発生した信号電荷を、蓄積する蓄積容量を大きくする必要がある。

【0009】一般に、X線検出装置におけるセンサー素子の配置されるピッチは100～200μmであるので、X線検出装置における配置パターンは100～200μm四方の中に、少なくとも、センサー素子で生成された電気信号を蓄積する蓄積容量とそこに蓄積された電気信号を転送するスイッチング素子を配置する必要がある。

【0010】センサー素子で生成された電気信号を蓄積する蓄積容量とそこに蓄積された電気信号を転送するスイッチング素子については、構成される膜厚により、単位面積当たりの容量値と転送効率は異なるのであるが、一般に50μm四方の面積においては、最大1pF程度が限度であると考えられる。

【0011】このような状況において、センサー素子で生成された電気信号を蓄積する蓄積容量を少しでも大きくすることが、レントゲンフィルムと同等の画質を得るために必要であると考えられる。

【0012】一方、最近の医療のレントゲン撮影の動向として、静止画のみならず動画の必要性が重要視されている。具体的には、現在大型であるイメージインテンシファイア（I.I.）で行われているバリウム等の造影剤によるリアルタイム撮影を、高感度で小型の直接型X線検出装置で行なうことが世界各地で報告されつつある。バリウム等の造影剤のリアルタイム撮影（動画）においては、微少な放射線量しか得られないため、非常に高S/Nが必要とされる。

【0013】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、大きなダイナミックレンジを必要とする静止画像撮影と、微少な放射線量しか得られず、非常に高S/Nが必要とされる動画像撮影とを同じ装置で実現することは困難であるといわれている。

【0014】上記説明のように、現在行われているレントゲンフィルム撮影（静止画）のX線量のダイナミックレンジは約5桁あり、レントゲンフィルムと同等の画質を得るためにには、高感度で小型の直接型X線撮像装置における被曝X線量に対するダイナミックレンジを大きくしなければならず、そのためには蓄積容量を大きくする必要がある。

【0015】しかし、一般的X線検出装置におけるセンサー素子の配置されるピッチにおいて、センサー素子で生成された電気信号を蓄積する蓄積容量を十分に大きく

構成することは電極面積などの関係から困難である。

【0016】一方、バリウム等の造影剤のリアルタイム撮影（動画）においては、微少な放射線量しか得られないため、非常に高S/Nが必要とされ、そのためには、X線検出装置のセンサー素子によって発生した信号電荷を蓄積する蓄積容量を小さくする必要がある。蓄積容量を小さくすることにより、信号電荷を蓄積容量から読み出し回路に転送する場合に発生する転送ノイズ（一般にkTCノイズという）を小さくすることが可能となるからである。

【0017】そこで本発明は、X線撮像装置の被曝X線量に対するダイナミックレンジを大きくするために、決められた小面積において、X線撮像装置のセンサー素子によって発生した信号電荷を蓄積する蓄積容量を大きくすることによって、大きなダイナミックレンジを必要とする静止画像撮影を実現すると共に、微少な放射線量しか得られず、非常に高S/Nを必要とする動画像撮影を同じ装置で実現する放射線撮像装置及び放射線撮像システムを提供することを目的とする。

【0018】

【課題を解決するための手段】上述の課題を解決するため、本発明は、放射線を電気信号に変換する変換体と、この変換された電気信号を蓄積する電荷蓄積素子と、この蓄積された電荷を転送する転送素子とを備え、この転送された電荷を画像信号として読み取る放射線撮像装置において、MIS型の蓄積容量が、電源の正電位またはGND電位に接続できるようにスイッチと接続され、このスイッチを切り替えることによりアキュミュレーション（蓄積）状態とデプレッション（空乏）状態の両方で使うことを可能とする。

【0019】

【発明の実施の形態】次に、本発明の実施の形態について図面を参照して説明する。なお、本実施の形態では、X線直接変換材料として、GaAs基板を用いた場合を例に説明するが、これに限定されるものではなく、Si基板やCdTe基板などを用いてもよい。

【0020】まずここで電荷蓄積手段をアキュミュレーション状態にするスイッチ手段を設けない直接型の放射線撮像装置を比較の為説明する。図4～図10は、直接型の放射線撮像装置の例である。以下にその説明を行う。

【0021】図4は、直接型の放射線撮像装置の1画素の等価回路図である。ここでD1は放射線を電気信号に変換するGaAsセンサー素子であり、センサー素子で感知した電気信号を蓄積する素子が蓄積容量C11である。さらに蓄積容量C11から増幅するアンプ（Amplifier）へ電気信号を転送する素子がトランジスタT1である。

【0022】また、本放射線撮像装置は、センサー素子を構成しているGaAs基板と蓄積容量C11及び転送用トランジスタT1を構成するガラス基板を導電性接着

剤で接合する構成としている。そのため、G a A s 基板とガラス基板との接合抵抗を r_1 としており、センサー素子D 1と接合抵抗を r_1 とを合わせてセンサー部R 1として図4中で破線で示している。

【0023】図5は、図4における放射線撮像装置の画素部分の模式的断面図である。

【0024】ここで、図4において説明したそれぞれの素子は、センサー素子D 1と接合抵抗を r_1 とを合わせたセンサー部R 1とに相当するセンサー部と、蓄積容量C 1 1に相当する蓄積容量と、転送用トランジスタT 1に相当するトランジスタ4である。

【0025】また、G a A s 基板2の共通電極1と、G a A s センサー素子によって変換された電気信号、すなわち電荷を収集する電荷収集電極3と、G a A s 基板2とガラス基板10とを電気的に接続する導電性接着剤5、蓄積容量からの電気信号の読み出しを制御するトランジスタ4に接続されている接合電極6が示されている。

【0026】また、ガラス基板10に形成された、蓄積容量及びトランジスタ4の層構成は、第1層のメタル層が9であり、その上に堆積される絶縁層が8であり、更にその上に真性半導体層7が堆積されている。

【0027】図4において説明した蓄積容量C 1 1及び図5における蓄積容量はM I S型のコンデンサであり、図5における一定電位電極9は、接地されているのでデプレッション（空乏）状態で常に使用することになる。

【0028】図6は、図5におけるM I S型コンデンサの対向電極の電位差に対する容量値を示す特性図である。ここで対向電極の電位差V gは、図5における接合電極6の電位に対する、一定電位電極9の電位で表している。

【0029】図6に示すように、M I S型コンデンサではV gを負にすると、真性半導体層7に空乏領域が広がる為に、小さい容量値で一定になる（23の領域：デプレッション状態）。また、V gを正にすると、半導体層に電荷（電子）が注入され空乏領域が狭くなり容量値が次第に増加し（22の領域）、空乏領域が無くなると絶縁層のみがコンデンサの誘電体となり、容量値は大きな値で一定となる（21の領域：アキュミュレーション状態）。

【0030】図7は、直接型の放射線撮像装置の概略の等価回路図である。以下にその説明を行う。

【0031】装置は、2000個×2000個の画素を有し、2000個×2000個のセンサー素子と2000個×2000個の転送素子（薄膜トランジスタ：TFT）を有する。更に、TFTに接続されたTFTを駆動するための垂直駆動回路104と、TFTから出力された信号を読み取る為の読み取り回路100からなるX線2次元センサーおよび、電源103と、X線2次元センサーの制御および、X線2次元センサーから出力された

信号を受け取り2次元画像として表示と保存と画像の補正、およびX線2次元センサーの制御を司るコンピュータ105からなっている。

【0032】2次元のX線画像を得るには、1本のゲート線に+15Vの電圧を印加し、ゲート線(g1~g2000)に接続されているTFTをONにし、センサー素子からコンデンサに蓄積された電気信号を、信号転送線(Sig1~Sig2000)を介し、読み取り回路100のサンプルホールド回路102に転送する。信号の転送は一定時間TFTをON状態にした後、ゲート線に-5Vを印加してTFTをOFFして終了する。

【0033】更に、サンプルホールド回路から、マルチプレクサー101によって、信号は順次転送される。この動作を順次繰り返すことで、X線2次元画像を得ることができる。

【0034】この例においても、電気信号を蓄積するコンデンサはM I S型であり、一定電位電極は、接地されているのでデプレッション（空乏）状態で常に使用することになる。

【0035】図8は、直接型の放射線撮像装置の更なる別の例であり、直接型の放射線撮像装置の2画素分の断面図であり、センサー素子及び蓄積用コンデンサ及びTFTの層構成を示す。以下にその説明を行う。

【0036】図8のセンサー素子は、半導体であるシリコン（Si）、ガリウムヒ素（G a A s）や、ガリウムリン（G a P）等が適応できるが、ここでは、G a A s を用いて説明する。

【0037】センサー素子はG a A s ウェハーを用いて、まず、上から保護層201、アルミニウム（A 1）などの金属材料によって形成された上部電極層202、G a A s 基板と前記上部基板をオーミックコンタクトを取るためのp+型G a A s 層203、光電効果によりキャリアを発生する光電変換層204、n型G a A s 層205と、下部接続電極とオーミックコンタクトを取るためのn+型G a A s 層206、及び、アルミニウムなどの金属電極で形成される下部接続電極207からなるP I N型ダイオードになっている。

【0038】まず、半絶縁性G a A s 基板または、低ドーピングのp型G a A s 基板上にn型G a A s 層3000 Å、n+型G a A s 層を1000 Å、分子線エピタキシー法（MBE法）や液相エピタキシー法（LPE法）などで順次堆積する、その後、リソグラフィーによりパターニングし各電極に対応した形状にエッチングする。さらに、シリコン窒化膜（Si N x）を化学気相体積法（CVD法）で1 μm堆積し表面を保護する。次に、基板の反対面にp型G a A s 層を分子線エピタキシー法（MBE法）や液相エピタキシー法（LPE法）で3000 Å、アルミニウムなどの金属層を1 μm、スパッターで順次堆積する。n型G a A s 層を堆積した側のシリコン窒化膜をエッチングにより開口し、下部接続電極と

なるアルミニウムなど金属層をスパッターなどで $1\text{ }\mu\text{m}$ 堆積する。さらに、リソグラフィーによりパターニング後、不要部分をエッチングし電極を形成する。

【0039】下側の電気回路基板は、少なくとも表面が絶縁である基板210上に、蓄積用コンデンサ及び、スイッチング素子である薄膜トランジスタ（TFT）と、信号を転送するための配線等からなっている。層構成はそれぞれ、絶縁基板上にクロム（Cr）などからなる蓄積用コンデンサの下部電極211とTFTのゲート電極216、絶縁層であるアモルファス窒化シリコン（a-SiNx）層212、217、TFTのチャネル層や蓄積用コンデンサの誘電体層となる水素化アモルファスシリコン（a-Si:H）層213、218、上部電極のオーム接続層を取るためのn+型a-Si:H層214、219、蓄積用コンデンサの上部電極及びTFTのソース電極及びドレイン電極となるAlなどの金属からなる電極層215、220、及び、保護層となるa-SiNx層221、光電変換層と接続のための上部接続電極層222からなっている。上部接続電極層は、コンタクトホールを介して蓄積用コンデンサの下部電極と接続される。

【0040】少なくとも表面が絶縁である基板上に、Cr等の金属をスパッターにより 1000 \AA 形成する、リソグラフィーでパターニングした後、エッチングし、蓄積用コンデンサの下部電極とTFTのゲート電極に分離する。次に、絶縁層となるa-SiNx層 3000 \AA 、a-Si:H層 3000 \AA 、n型a-Si:H層 750 \AA 順次CVD法で堆積する。リソグラフィーでパターニングした後、リアクティブイオンエッチング（RIE）でエッチングし、蓄積用コンデンサとTFTに分離し、さらにTFTと蓄積用コンデンサを接続するためのコンタクトホールをRIEで形成する。

【0041】Alをスパッターで $1\text{ }\mu\text{m}$ 堆積しリソグラフィーでパターニングした後、エッチングし、TFTのソース電極、ドレイン電極、蓄積用コンデンサの上部電極及び信号転送配線に分離する。

【0042】保護層となるa-SiNxをCVD法で堆積しRIEを用いて、下部電極と上部接続電極とを繋ぐためのコンタクトホールを、RIEを用いて形成する。さらに、上部接続電極となる、Alなどの金属層をスパッターなどで堆積しリソグラフィーでパターニングしたのち、RIEで不要な部分をエッチングし上部接続電極層を形成する。

【0043】図8では、2画素分のみ図示しているが、実際には多数の画素が同時に形成されている。また、各層の厚さは、これに限らず最適な膜厚を用いる。

【0044】センサー素子とTFTの接続方法は、センサー素子にバンプ208を形成し、異方導電接着剤で両者を電気的に接続する。バンプはセンサー素子に金（Au） $1\text{ }\mu\text{m}$ 、パラジウム（Pd）、チタン（Ti）から

なるバリアメタルを形成した後、 $15\text{ }\mu\text{m}$ 高さのAuのバンプを形成する。

【0045】図9にGaAs基板のセンサー素子を、図10に下側の電気回路基板のそれぞれ両者の接続側から見た模式図をしめす。

【0046】図9に示すように、センサー素子のキャリア供給電極309はすぐれ状になっており、すべて同電位を与えられるようになっている。電圧は、キャリア供給電極上接続部310を介してTFTから供給される。

【0047】図10に示すように、下側の電気回路基板は、TFT407、蓄積用コンデンサ408からなる画素とTFTのゲート電極にバイアスを供給するゲートバイアス線（400～402）、TFTから出力された電気信号を読み出し回路へ転送するための信号転送線（403～405）、蓄積用コンデンサの上部電極と接続され電位を固定するための電極406と、センサー素子と接続され、キャリア供給電極309に電圧を与えるキャリア供給電極下接続部409などで構成される。

【0048】電極406、ゲート電極（400～402）は蓄積用コンデンサの下部電極と同じ材料で形成され、信号転送線（403～405）は蓄積用コンデンサの上部電極と同じ材料で形成され、それぞれ下部電極及び上部電極の形成時に作られる。

【0049】図9及び図10において、 3×3 画素の例を示したが、実際の画素数はこれに限らない。また、TFTからキャリア供給電極へ電圧を供給する方法を示したが、何らかの方法でセンサー素子から直接、電源へ接続する方法でもかまわない。

【0050】ここで本発明の構成を説明する。図1は、本発明の実施形態である、直接型放射線撮像装置の1画素の等価回路図である。ここで図4と同様の機能を有するものは同一の番号を付している。D1は放射線を電気信号に変換するGaAsセンサー素子であり、センサー素子で感知した電気信号を蓄積する素子が蓄積容量C1である。さらに蓄積容量C1から増幅アンプ（AMP）へ電気信号を転送する素子がトランジスタT1である。また、蓄積容量C1における一定電位電極は、電源B1の正電位側に接続されている。

【0051】また、本放射線撮像装置は、センサー素子を構成しているGaAs基板と蓄積容量C1及び転送用トランジスタT1を構成するガラス基板を導電性接着剤で接合する構成としているため、GaAs基板とガラス基板との接合抵抗をr1としており、センサー素子D1と接合抵抗をr1とを合わせてセンサー部R1として図1中で破線で示していることも図4と同様である。

【0052】図1における放射線撮像装置の画素部分の模式的断面図は図5と同様である。よって、前述の説明と重複する部分については説明を省略し、図1と図4との違い、すなわち本発明の構成を説明する。

【0053】図1における蓄積容量C1及び図4における

る蓄積容量C11及び図5における蓄積容量はMIS型のコンデンサであり両電極の電位により、アキュミュレイション（蓄積）状態とデプレッション（空乏）状態に変化し、図6のような特性を示す。図5における一定電位電極は、接地されているのでデプレッション（空乏）状態で常に使用することになる。これに対し本発明の構成においては、電源B1の正電位側、またはGND電位に接続できるようにスイッチS1と接続されているため、スイッチS1を切り替えることによりアキュミュレイション（蓄積）状態とデプレッション（空乏）状態の両方で使うことが可能となる。

【0054】この構成によって、蓄積容量を大きくしたい場合、例えば静止画などを撮影する場合には、スイッチS1を切り替え蓄積容量C1を電源B1の正電位に接続し、蓄積容量C1をアキュミュレイション（蓄積）状態で使用することにより、X線撮像装置のセンサー素子によって発生した信号電荷を蓄積する蓄積容量を大きくすることが可能となる。その為、X線撮像装置の被爆X線量に対するダイナミックレンジを大きくすることができ、現在行われているレントゲンフィルム撮影（静止画）と同等の画質を得ることを可能とする。

【0055】また、蓄積容量を小さくしたい場合は、例えば動画などを撮影する場合には、スイッチS1を切り替え蓄積容量C1をGND電位に接続し、蓄積容量C1をデプレッション（空乏）状態で使用することにより、蓄積容量を小さくすることも可能となる。その為、信号電荷を蓄積容量から読み出し回路に転送する場合に発生する転送ノイズ（kTCノイズ）を小さくすることができ、微少な放射線量しか得られず、非常に高S/Nが必要とされるバリウム等の造影剤を用いたリアルタイム撮影（動画）と同等の画質を得ることを可能とする。

【0056】すなわち、本発明において、大きなダイナミックレンジを必要とする静止画像撮影と、微少な放射線量しか得られず、非常に高S/Nが必要とされる動画像撮影を、例えば第1のモードとして電荷蓄積素子をデプレッション状態とし動画を撮影し、第2のモードとして電荷蓄積素子をアキュミュレイション状態で静止画を撮影するという2つのモードを例えばオペレーターなどによって適宜選択する事ができる。

（第1の実施形態）図2は、本発明の第1の実施形態である直接型放射線撮像装置の等価回路図である。ここで図7と同様の機能を有するものには同一の番号を付している。

【0057】本実施形態では基板上に複数のセンサー素子をマトリックス状に配置し、電荷蓄積素子の一方の電極に、電源106正電位、またはGND電位に接続できるように、スイッチ107と接続されているため、スイッチ107を切り替えることによりアキュミュレイション（蓄積）状態とデプレッション（空乏）状態の両方で使うことが可能となる。

【0058】それによって、蓄積容量を大きくしたい場合には、スイッチ107を切り替えコンデンサを電源106正電位に接続し、MIS型の蓄積容量をアキュミュレイション（蓄積）状態で使用することにより、全画素の蓄積容量を同時に大きくして、X線撮像装置のセンサー素子によって発生した信号電荷を蓄積する蓄積容量を大きくすることが可能となる。その為、X線撮像装置の被爆X線量に対するダイナミックレンジを大きくすることができます、現在行われているレントゲンフィルム撮影（静止画）と同等のX線量のダイナミックレンジを得ることが可能となり、レントゲンフィルムと同等の画質を得ることができる。

【0059】また、蓄積容量を小さくしたい場合は、スイッチ107を切り替えコンデンサをGND電位に接続し、MIS型の蓄積容量をデプレッション（空乏）状態で使用することにより、全画素の蓄積容量を同時に小さくすることも可能となる。その為、信号電荷を蓄積容量から読み出し回路に転送する場合に発生する転送ノイズ（kTCノイズ）を小さくすることができ、微少な放射線量しか得られず、非常に高S/Nが必要とされるバリウム等の造影剤を用いたリアルタイム撮影（動画）と同等の画質を得ることを也可能とする。

【0060】すなわち、本発明において、大きなダイナミックレンジを必要とする静止画像撮影と、微少な放射線量しか得られず、非常に高S/Nが必要とされる動画像撮影を同じ装置で実現することが可能となる。本実施形態においても、動画（デプレッション状態）と静止画（アキュミュレーション状態）の2つのモードをオペレータによって適宜選択することによって一つの装置で静止画、動画の両者の撮影を好適に行なうことができる。

（第2の実施形態）次に本発明の第2の実施形態について説明する。本実施の形態は、本発明のX線撮像装置を用いたX線撮像システムである。図3は本実施の形態のX線撮像システムの構成図である。本実施の形態のX線撮像システムは、X線発生装置31、第1の実施形態で説明したX線撮像装置（X線センサ）32、これらに接続され、X線センサ32からの信号をデジタル変換して画像処理するワークステーション33で構成される。ワークステーション33は、静止画撮影または動画撮影によって、撮影モードを切り替え設定する機能、設定された撮影モード等に応じてX線発生装置31及びX線センサ32の駆動制御を行う機能、取得した画像を演算処理する機能、画像を表示する機能を有している。

【0061】ワークステーション33に動画撮影モードあるいは静止画撮影モードを入力すると、スイッチ107を切り替えることにより、MIS型のコンデンサをデプレッション（空乏）状態かアキュミュレイション（蓄積）状態かに設定する。すなわち、動画撮影モードに設定すると、スイッチ107を切り替えてGND電位に接続し、全ての画素のコンデンサをデプレッション（空

乏) 状態とする。静止画撮影モードに設定すると、スイッチ107を切り替えて電源106正電位に接続し、全ての画素のコンデンサをアキュミュレーション(蓄積)状態とする。

【0062】上記構成によって、大きなダイナミックレンジを必要とする静止画像撮影と、微少な放射線量しか得られず、非常に高S/Nが必要とされる動画像撮影と同じ装置で実現することが可能となる。このため、動画像撮影によって、被験者(被写体)30をX線診断して、異常が発見された部分を静止画像撮影によって、より鮮明な画像を撮影してその後の診断に用いる等の使い方が可能となる。

【0063】

【発明の効果】以上説明したように、本発明は、放射線撮像装置のセンサー素子によって発生した信号電荷を蓄積する蓄積容量を大きくしたい場合には、MIS型の蓄積容量をアキュミュレーション(蓄積)状態で使用することにより、全画素の蓄積容量を同時に大きくすることができます。その為、X線撮像装置の場合、被爆X線量に対するダイナミックレンジを大きくすることができます。現在行われているレントゲンフィルム撮影(静止画)と同等のX線量のダイナミックレンジを得ることが可能となり、レントゲンフィルムと同等の画質を得ることができます。

【0064】また、蓄積容量を小さくしたい場合は、スイッチを切り替えて、MIS型の蓄積容量をデプレッション(空乏)状態で使うことにより、全画素の蓄積容量を同時に小さくすることも可能となる。その為、信号電荷を蓄積容量から読み出し回路に転送する場合に発生する転送ノイズ(kTCノイズ)を小さくすることができます。微少な放射線量しか得られず、非常に高S/Nが必要とされるバリウム等の造影剤を用いたリアルタイム撮影(動画)と同等の画質を得ることも可能とする。

【0065】すなわち、本発明において、大きなダイナミックレンジを必要とする静止画像撮影と、微少な放射線量しか得られず、非常に高S/Nが必要とされる動画像撮影同じ装置で実現することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態であるX線撮像装置の1画素を示す等価回路図である。

【図2】本発明の第2の実施形態であるX線撮像装置を示す等価回路図である。

【図3】本発明のX線撮像装置を用いたX線撮像システムの説明図である。

【図4】以前我々が提案したX線撮像装置の1画素を示す等価回路図である。

【図5】図4の断面図である。

【図6】MIS型コンデンサのC-V特性図である。

【図7】以前我々が提案したX線撮像装置を示す等価回路図である。

【図8】以前我々が提案したX線撮像装置を示す断面図である。

【図9】以前我々が提案したX線撮像装置におけるGaAs基板のセンサー素子を、接続側から見た模式図である。

【図10】以前我々が提案したX線撮像装置における、下側の電気回路基板を接続側から見た模式図である。

【図11】間接型のX線撮像装置の模式図である。

【図12】直接型X線撮像装置の模式図である。

【符号の説明】

B1 電源

C1, C11 蓄積容量

D1 GaAsセンサー素子

r1 接合抵抗

R1 GaAsセンサー部

S1 スイッチ

T1 転送用トランジスタ

1 GaAs基板の共通電極

2 GaAs基板

3 GaAs基板の電荷収集電極

4 トランジスタ

5 GaAs基板とガラス基板とを電気的接続を行う導電性接着剤(接合抵抗)

6 トランジスタ及び蓄積容量に接続されている接合電極

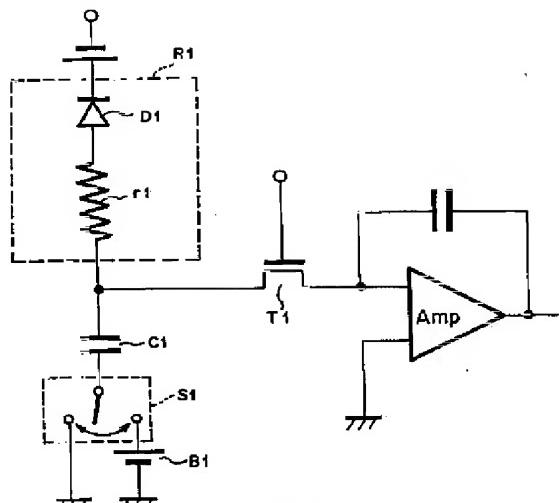
7 真性半導体層

8 絶縁層

9 メタル層(一定電位電極)

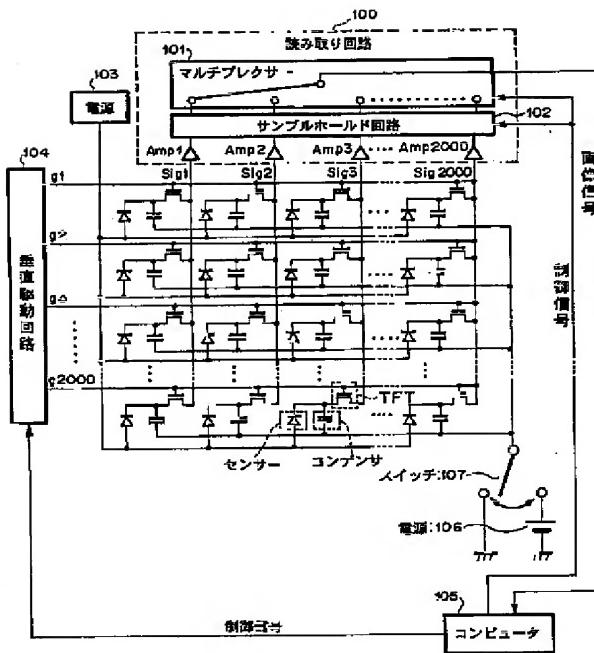
10 ガラス基板

【図1】

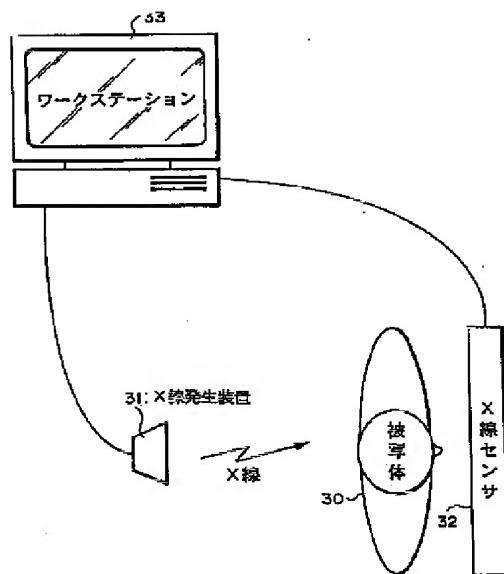


B 1 : 電源
C 1 : 蓄積容量
D 1 : センサー素子
r 1 : 接合抵抗
R 1 : センサー部
S 1 : スイッチ
T 1 : 転送用トランジスタ

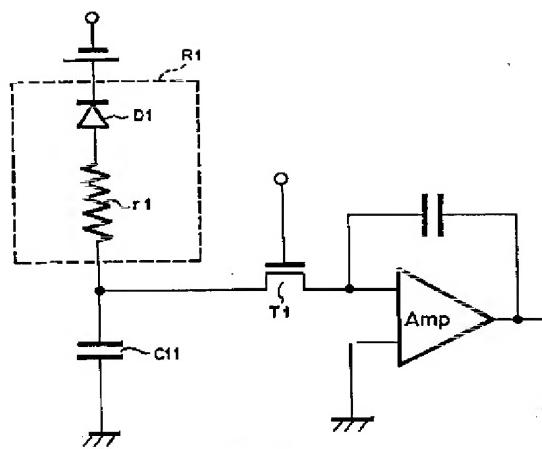
【図2】



【図3】

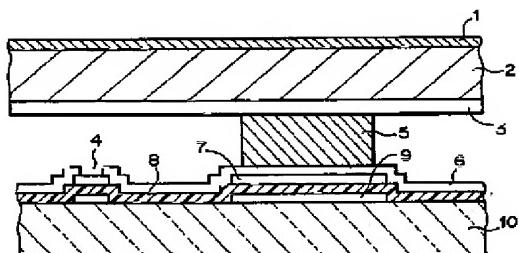


【図4】



C 11 : 蓄積容量
D 1 : センサー素子
r 1 : 接合抵抗
R 1 : センサー部
T 1 : 転送用トランジスタ

【図5】



1 : 共通電極
2 : GaAs基板
3 : 電荷收集電極
4 : パンチホールトランジスタ
5 : 导電性接着剤

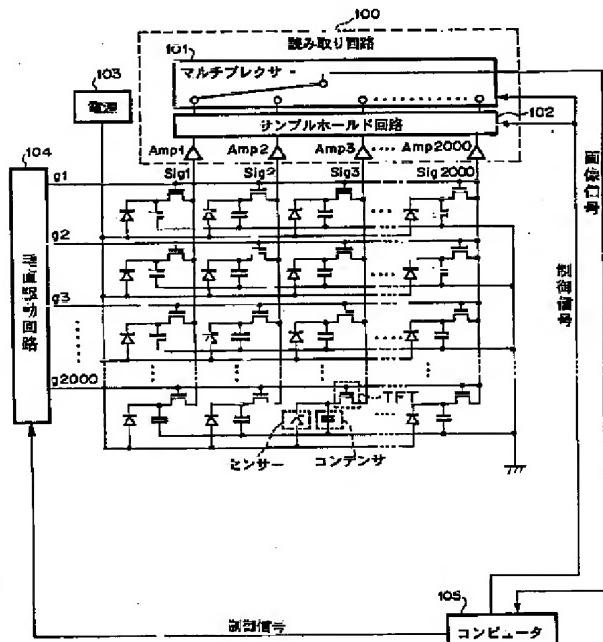
6 : 接合電極
7 : 真性半導体層
8 : 絶縁層
9 : メタル層
10 : ガラス基板

【図6】

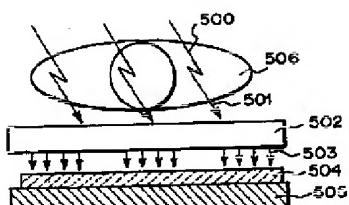


【図8】

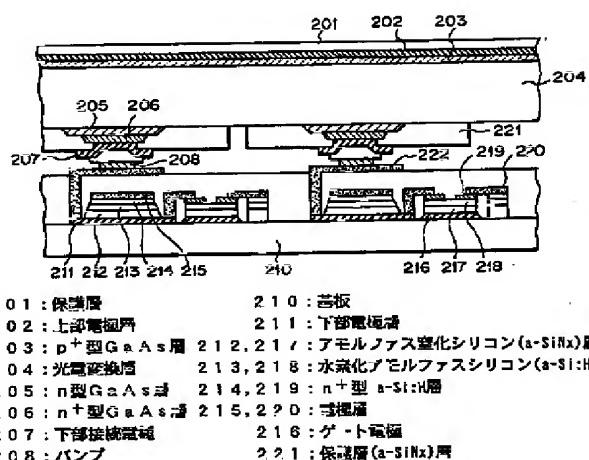
【図7】



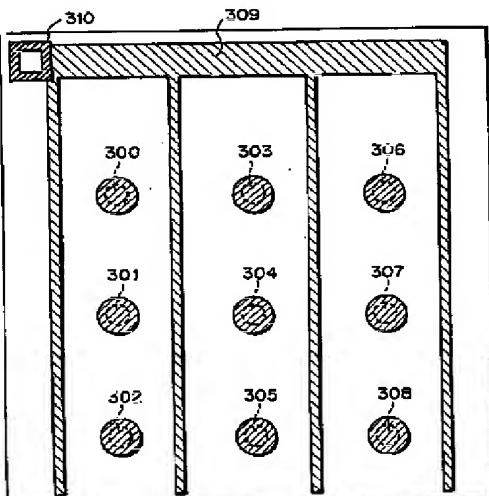
【図11】



500 : 見たされたX線
501 : 情報を取ったX線
502 : 融光体
503 : 光
504 : 半導体光センサー
505 : 電気回路基板
506 : 患者

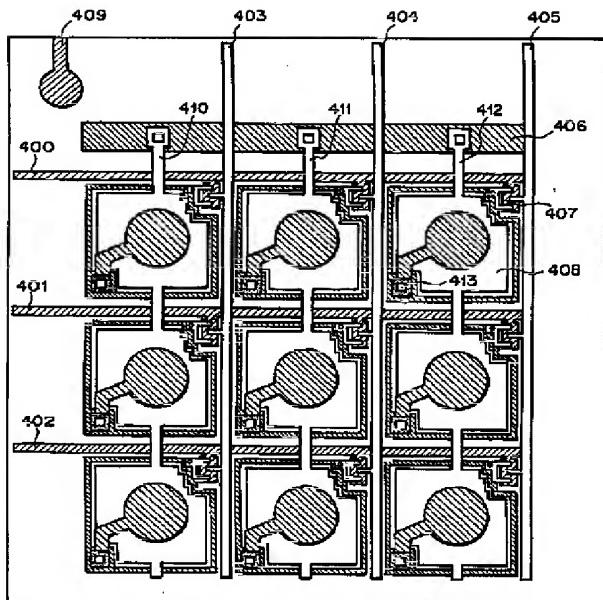


【図9】



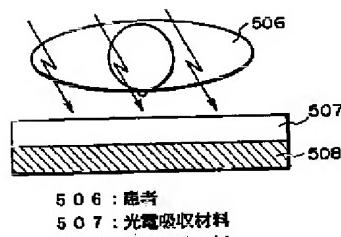
300~308 : 下部接続電極
309 : キャリア供給電極
310 : キャリア供給電極上接続部

【図10】



400～402：ゲートバイアス線
 403～405：信号転送線
 406：電極
 407：TFT
 408：蓄積用コンデンサ
 409：キャリア供給電極下接続部
 410～412：引き出し電極
 413：コンタクトホール

【図12】



506：遮光
 507：光吸収材料
 508：電気回路基板

フロントページの続き

(51) Int.C1.7

識別記号

F I

(参考)

H 0 4 N 5/335

H O 1 L 27/14

A

K

F ターム(参考) 2G088 EE01 EE29 FF02 FF04 FF05
 FF06 GG21 JJ05
 4M118 AA02 BA05 CA02 CA32 CB02
 CB11 FB03 FB09 FB13 FB16
 FB17 FB22 HA31
 5C024 AX11 CX43 CY11 GX03 GX18
 GY31 HX35 HX50
 5F088 AB02 AB07 BA03 BB03 CB02
 CB03 EA04 KA08 KA10 LA07
 LA08